



Japanese Patent Laid-Open Publication No. Hei 11-56840

Laid-Open Date: March 2, 1999

Inventor: Hiroshi HASHIMOTO

Applicant: GE Yokogawa Medical Systems K.K.

Title of the Invention: Projected Image Forming Method and Ultrasonic Imaging Device

[0039]

In step 312, the operator designates an ROI (region of interest) based on an image of the tumor 922 recognized from the displayed image. More specifically, the operator first draws, by operating the operation unit 20, the outline of the tumor 922 in the screen showing the cross-section 906 of the widest middle portion 926 of the tumor 922. For example, the drawing of the outline may be performed using a variable ellipse pattern having a shape and size that can be adjusted via the operation unit 20. This method is preferred in that an approximate outline can be easily drawn.

[0040]

In a tumor such as a liver cancer, for example, a cross-section is generally elliptic or circular. Accordingly, use of a variable ellipse pattern enables to easily draw a relatively precise outline. It is of course also possible to draw the outline by tracing with a moving cursor.

[0041]

The operator stores the drawn outline pattern in the imaging processor 148. Further, the operator inputs numerals of the cross-sections 900, 906, and 910 so as to store in the imaging processor 148 the positions of these cross-sections within the 3D region 302. When the imaging processor 148 is configured to constantly recognize the 3D position of a currently-displayed cross-section, the position can be stored by pressing a predetermined key instead of by inputting a numeral.

[0042]

Based on these input signals, the imaging processor 148 calculates the 3D shape of the tumor 922. This may be performed using a method shown in Fig. 12. As can be seen in Fig. 12, the outline of the widest middle portion in the cross-section 906 is expressed by an ellipse having major axis  $a$  and minor axis  $b$ . When  $F$  and  $L$  denote distances from the cross-section 906 to the cross-sections 900 and 910, respectively, the outline of the tumor 922 at distance  $i$  between the cross-section 906 and the cross-section 900 is denoted by an ellipse having major axis  $a'$  and minor axis  $b'$  given by equations (1) and (2) below, while the outline of the tumor 922 at distance  $i$  between the cross-section 906 and the cross-section 910 is denoted by an ellipse having major axis  $a''$  and minor axis  $b''$  given by equations (3) and (4) below. Here, it is possible that  $a=b$ .

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**

[0043]

$$a' = a \sqrt{1 - \frac{j^2}{F^2}} \quad (1)$$

[0044]

$$b' = b \sqrt{1 - \frac{j^2}{F^2}} \quad (2)$$

[0045]

$$a'' = a \sqrt{1 - \frac{j^2}{L^2}} \quad (3)$$

[0046]

$$b'' = b \sqrt{1 - \frac{j^2}{L^2}} \quad (4)$$

[0047]

According to the above, the 3D shape of the tumor 922 can be calculated as a smooth approximate pattern composed of a lamination of elliptic disks (elliptic layered body). In other words, an ROI 922' corresponding to the tumor 922 is designated three-dimensionally within the 3D region 302.

[0048]

Subsequently, in step 314, the imaging processor 148 executes maximum intensity projection of data belonging in the ROI from among image data in the image memory 146. In other words, as shown in Fig. 13 for example, maximum intensity projection of image data belonging in the ROI 922' is performed on a desired plane of projection 304 designated for the 3D region 302, using a plurality of view lines 306 perpendicular to the plane of projection 304.

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**

# PROJECTED IMAGING AND ULTRASONOGRAPH

Publication number: JP11056840

Publication date: 1999-03-02

Inventor: HASHIMOTO HIROSHI

Applicant: GE YOKOGAWA MED SYST LTD

Classification:

- International: A61B8/00; A61B8/14; G06T1/00; A61B8/00; A61B8/14; G06T1/00; (IPC1-7): A61B8/00; A61B8/14; G06T1/00

- European:

Application number: JP19970220442 19970815

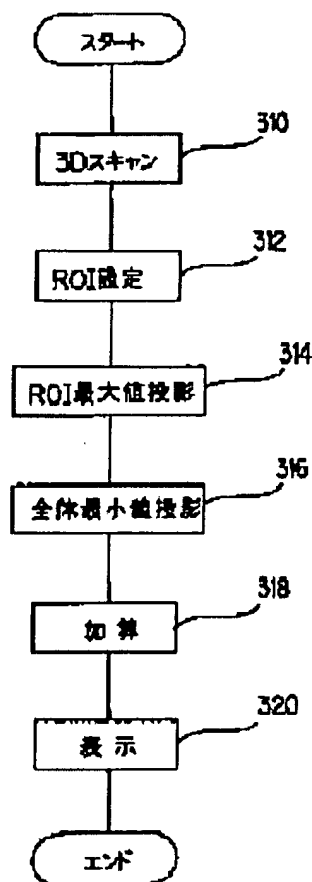
Priority number(s): JP19970220442 19970815

Report a data error here

## Abstract of JP11056840

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To realize a projected imaging and an ultrasonograph obtaining a three-dimensional display image extracting the image of veins, etc., and the image of a concerned image together.

**SOLUTION:** Maximum value projection is executed concerning image data within three-dimensional region of interest (ROI) in a three-dimensional coordinate space where B-mode image data exists (314), minimum value projection is executed concerning B-mode image data in the three-dimensional coordinate space (316) and an image is formed based on the sum of image data obtained by maximum value projection and image data obtained by minimum value projection (318).



**THIS PAGE BLANK (USPTO)**

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平11-56840

(43) 公開日 平成11年(1999) 3月2日

(51) Int.Cl.<sup>6</sup>

識別記号

F I

A 6 1 B 8/00

A 6 1 B 8/00

8/14

8/14

G 0 6 T 1/00

G 0 6 F 15/62

3 9 0 D

審査請求 未請求 請求項の数2 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願平9-220442

(22) 出願日 平成9年(1997) 8月15日

(71) 出願人 000121936

ジーイー横河メディカルシステム株式会社

東京都日野市旭が丘4丁目7番地の127

(72) 発明者 橋本 浩

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127

ジーイー横河メディカルシステム株式会社

内

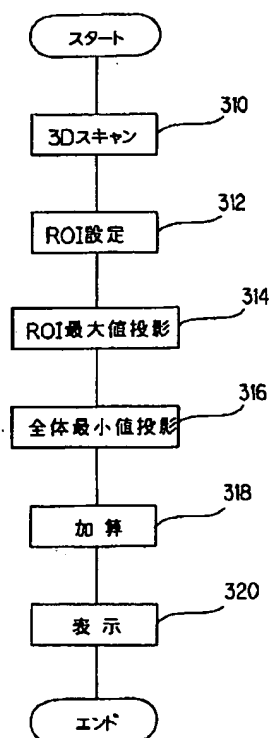
(74) 代理人 弁理士 井島 藤治 (外1名)

(54) 【発明の名称】 投影像形成方法および超音波撮像装置

(57) 【要約】

【課題】 血管等の像と関心領域の像と一緒に描出する3次元表示像を得る投影像形成方法および超音波撮像装置を実現する。

【解決手段】 Bモード画像データが存在する3次元座標空間における3次元関心領域 (ROI) 内の画像データについて最大値投影を行い (314)、3次元座標空間のBモード画像データについて最小値投影を行い (316)、最大値投影によって得られた画像データと最小値投影によって得られた画像データの和に基づいて画像を形成する (318)。



## 【特許請求の範囲】

【請求項 1】 Bモード画像データが存在する 3次元座標空間における 3次元関心領域内の画像データについて最大値投影を行い、

前記 3次元座標空間の Bモード画像データについて最小値投影を行い、

前記最大値投影によって得られた画像データと前記最小値投影によって得られた画像データの和に基づいて画像を形成する、ことを特徴とする投影像形成方法。

【請求項 2】 被検体内の 3次元領域を超音波で走査してそのエコーを受信する超音波送受信手段と、

前記エコーの強度信号に基づいて被検体内の Bモード像を表す Bモード画像データを生成する Bモード画像データ生成手段と、

前記 Bモード画像データが存在する 3次元座標空間における 3次元関心領域内の画像データについて最大値投影を行う最大値投影手段と、

前記 3次元座標空間の Bモード画像データについて最小値投影を行う最小値投影手段と、

前記最大値投影手段によって得られた画像データと前記最小値投影手段によって得られた画像データの和に基づいて画像を形成する画像形成手段と、を具備することを特徴とする超音波撮像装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、投影像形成方法および超音波撮像装置に関し、特に、3次元座標空間の画像データを最大値投影(maximum intensity projection)ないし最小値投影(minimum intensity projection)することによって 3次元表示像を得る投影像形成方法、および最大値投影ないし最小値投影によって 3次元表示像を得る超音波撮像装置に関する。

## 【0002】

【従来の技術】被検体内の 3次元領域を超音波で走査し、エコー(echo)の強度信号に基づいてその領域の Bモード(mode)像を撮像したとき、3次元座標空間の Bモード画像データを最小値投影することにより、例えば血管像等について近似的な 3次元表示像が得られることが知られている。

## 【0003】

【発明が解決しようとする課題】Bモード像において、例えば腫瘍部等の関心領域の像は、周囲の正常組織の像とは輝度やテクスチャ(texture)等の違いによって目視で識別できるとはいうものの、その画素値が正常組織のものより小さくなるとは限らないので、一般に最小値投影では描出されない。腫瘍の診断においては、血管等との相対的な位置関係を示す 3次元表示像を得ることが重要であるが、Bモード像の最小値投影による 3次元表示像では血管像と腫瘍像と一緒に描出できず不便である。

【0004】本発明は上記の問題点を解決するためにな

されたもので、その目的は、血管等の像と関心領域の像と一緒に描出する 3次元表示像を得る投影像形成方法および超音波撮像装置を実現することである。

## 【0005】

## 【課題を解決するための手段】

(1) 上記の課題を解決する第 1の発明は、Bモード画像データが存在する 3次元座標空間における 3次元関心領域内の画像データについて最大値投影を行い、前記 3次元座標空間の Bモード画像データについて最小値投影を行い、前記最大値投影によって得られた画像データと前記最小値投影によって得られた画像データの和に基づいて画像を形成する、ことを特徴とする。

【0006】(2) 上記の課題を解決する第 2の発明は、被検体内の 3次元領域を超音波で走査してそのエコーを受信する超音波送受信手段と、前記エコーの強度信号に基づいて被検体内の Bモード像を表す Bモード画像データを生成する Bモード画像データ生成手段と、前記 Bモード画像データが存在する 3次元座標空間における 3次元関心領域内の画像データについて最大値投影を行う最大値投影手段と、前記 3次元座標空間の Bモード画像データについて最小値投影を行う最小値投影手段と、前記最大値投影手段によって得られた画像データと前記最小値投影手段によって得られた画像データの和に基づいて画像を形成する画像形成手段と、を具備することを特徴とする。

【0007】第 1発明または第 2の発明において、前記最小値投影が、投影方向から見て前記 3次元関心領域以遠を除いて最小値投影するものであることが、腫瘍部等の背後に位置する血管等を描出しない点で好ましい。

【0008】また、第 1発明または第 2の発明において、前記 3次元関心領域が楕円積層体であることが、3次元関心領域の設定を簡便化する点で好ましい。その場合、前記楕円積層体が前記 Bモード像上に描画された楕円形に基づくものであることが、関心領域を適正化する点で好ましい。

【0009】(作用) 第 1の発明または第 2の発明では、3次元座標空間の Bモード画像データについて、3次元関心領域内につき最大値投影して得られた画像データと、3次元座標空間全体につき最小値投影して得られた画像データとの和に基づいて画像を形成する。そこで、Bモード像上で観察される腫瘍部の範囲を 3次元関心領域とすることにより、血管像と腫瘍部像と一緒に表示した 3次元表示像が得られる。

## 【0010】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実施の形態を詳細に説明する。なお、本発明は実施の形態に限定されるものではない。

【0011】図 1に超音波撮像装置のブロック(block)図を示す。本装置は本発明の実施の形態の一例である。本装置の構成によって、本発明の装置に関する実施の形



態の一例が示される。本装置の動作によって、本発明の方法に関する実施の形態の一例が示される。

【0012】(構成) 本装置の構成を説明する。図1に示すように、本装置は、超音波プローブ(probe) 2を有する。超音波プローブ2は、図示しない複数の超音波トランスデューサ(transducer)のアレイ(array)を有する。アレイは、例えば前方に張り出した円弧に沿って1次元的に配列された128個の超音波トランスデューサによって構成される。

【0013】すなわち、超音波プローブ2はコンベックスプローブ(convex probe)となっている。なお、超音波プローブ2はコンベックスプローブに限らない。個々の超音波トランスデューサは例えばPZT(チタン酸ジルコン酸鉛)セラミックス(ceramics)等の圧電材料によって構成される。超音波プローブ2は被検体4に当接されて使用される。

【0014】超音波プローブ2は送受信部6に接続されている。超音波プローブ2と送受信部6は、本発明における超音波送受信手段の実施の形態の一例である。送受信部6は、超音波プローブ2に駆動信号を与えて被検体4内に超音波を送波させるようになっている。超音波は被検体4内にビーム(beam)として送波される。超音波ビームの送波は所定の時間間隔で繰り返し行われる。

【0015】超音波ビームの送波方向は順次変更され、被検体4の内部が、超音波ビームが形成する音線によって走査される。すなわち被検体4の内部が音線順次によって走査される。音線の形成は、複数の超音波トランスデューサの駆動に時間差を与えるフェーズドアレイ(phased array)の手法を利用して行われる。また、音線の走査は、音線形成に関わる複数の超音波トランスデューサを切り換えることにより、送波アパーチャ(aperture)をアレイに沿って順次移動させる電子スキャン(scan)の手法を利用して行われる。

【0016】送受信部6は、また、超音波プローブ2が受波した被検体4からのエコー信号を受信するようになっている。エコー信号の受信は超音波の送波の繰り返しの合間に行われる。各回の受信によって、音線毎のエコー受信信号がそれぞれ形成される。受波の音線も送波に合わせて走査される。

【0017】音線毎のエコー受信信号の形成は、例えばアレイ中の複数の超音波トランスデューサの受信信号を加算する時間差を調節するフェーズドアレイの手法により行われる。受波の音線の走査は、受波のアパーチャをアレイに沿って順次移動させる電子スキャンによって行われる。

【0018】超音波プローブ2および送受信部6によって、図2に示すような走査が行われる。すなわち、同図に示すように、放射点200から発する音線202が円弧204上を移動することにより、扇面状の2次元領域206が走査され、いわゆるコンベックススキャンが行

われる。この走査は $\theta$ 走査である。音線202を超音波の送波方向とは反対方向に延長したとき、全ての音線が一点208で交わるようになっている。点208は全ての音線の発散点となる。

【0019】超音波プローブ2はアクチュエータ(actuator) 8に連結されている。アクチュエータ8は、超音波プローブ2を $\theta$ 走査方向とは直交する方向( $\phi$ 方向)に移動させるようになっている。すなわち、アクチュエータ8は $\phi$ 走査を行うものである。 $\phi$ 走査は $\theta$ 走査と協調して行われ、例えば $\theta$ 走査の1スキャン毎に $\phi$ 走査を1ピッチ(pitch)進めるようになっている。

【0020】 $\phi$ 走査を超音波プローブ2の揺動によっておこなうとき、その中心軸は、図3に中心軸300で示すように、 $\theta$ 走査の音線の発散点208を通るようになっている。このような $\phi$ 走査と $\theta$ 走査の組み合わせによって、被検体4の内部の3次元領域302が走査される。 $\phi$ 走査は、この他に図4に示すように行うようにしても良い。図4に示す $\phi$ 走査は、超音波プローブ2を $\theta$ 走査と直交する方向に平行移動させるようにしたものである。なお、 $\phi$ 走査は、必ずしもアクチュエータ8によらず、操作者が手動で行うようにしても良い。

【0021】送受信部6から出力される音線毎のエコー受信信号は、Bモード処理部10に入力される。Bモード処理部10はBモード画像データを形成するものである。Bモード処理部10は、図5に示すように対数増幅回路102と包絡線検波回路104を備えている。Bモード処理部10は、対数増幅回路102でエコー受信信号を対数増幅し、包絡線検波回路104で包絡線検波して音線上の個々の反射点でのエコーの強度を表す信号、すなわちAスコープ(scope)信号を得て、このAスコープ信号の各瞬時の振幅をそれぞれ輝度値として、Bモード画像データを形成するようになっている。

【0022】Bモード処理部10は画像処理部14に接続されている。Bモード処理部10と画像処理部14は、本発明におけるBモード画像データ生成手段の実施の形態の一例である。画像処理部14は、Bモード処理部10から入力されるデータに基づいてBモード画像を生成するものである。

【0023】画像処理部14は、図6に示すように、バス(bus) 140によって接続された音線データメモリ142、デジタル・スキャンコンバータ(digital scan converter) 144、画像メモリ146および画像処理プロセッサ148を備えている。Bモード処理部10から音線毎に入力されたBモード画像データは、音線データメモリ142に記憶される。

【0024】被検体4の走査が3次元的に行われることにより、音線データメモリ142には3次元の音線データが記憶される。すなわち、音線データメモリ142内には、例えば図7に示すような3次元の音線データ空間が形成される。この音線データ空間は $\theta$ 、 $\phi$ および $z$ の

3つの座標軸を有する。これらは極座標軸である。

【0025】デジタル・スキャンコンバータ144は、走査変換により音線データ空間のデータを物理空間のデータに変換するものである。これによって、音線データ空間は例えば図8または図9に示すような物理データ空間に変換される。物理データ空間はX、Y、Zの3つの直交座標軸を有する。物理データ空間は、図3または図4に示した3次元領域302に相当する。

【0026】デジタル・スキャンコンバータ144によって変換された画像データが画像メモリ146に記憶される。すなわち、画像メモリ146は物理空間の画像データを記憶する。画像メモリ146には3次元座標空間（データ空間）が形成される。

【0027】画像処理プロセッサ148は、音線データメモリ142および画像メモリ146のデータについてそれぞれ所定のデータ処理を施すものである。このデータ処理には3次元表示像を得るためのデータ処理が含まれる。データ処理の詳細については後にあらためて説明する。

【0028】画像処理プロセッサ148は、本発明における最大値投影手段の実施の形態の一例である。また、本発明における最小値投影手段の実施の形態の一例である。

【0029】画像処理部14には表示部16が接続されている。表示部16は、画像処理部14から画像信号が与えられ、それに基づいて画像を表示するようになっている。

【0030】以上の送受信部6、アクチュエータ8、Bモード処理部10、画像処理部14および表示部16は制御部18に接続されている。制御部18は、それら各部に制御信号を与えてその動作を制御するようになっている。

【0031】制御部18には操作部20が接続されている。操作部20は操作者によって操作され、制御部18に所望の指令や情報を入力するようになっている。操作部20は、例えばキーボード(keyboard)やその他の操作具を備えた操作パネル(panel)で構成される。

【0032】(動作) 本装置の動作を説明する。図10に本装置の動作のフロー図を示す。操作者はアクチュエータ8に連結された超音波プローブ2を被検体4の所望の個所に位置決めし、操作部20を操作して撮像動作を行わせる。以下、制御部18による制御の下で本装置の動作が遂行される。

【0033】ステップ310において、3次元(3D)スキャンを行う。すなわち、送受信部6は超音波プローブ2を通じて音線順次で被検体4の内部を $\theta$ 走査して逐一そのエコーを受信する。Bモード処理部10は、送受信部6から入力されるエコー受信信号からAスコープ信号を求め、その各瞬時値を輝度値とするBモード画像デ

ータを音線毎に形成する。

【0034】画像処理部14は、Bモード処理部10から入力される音線毎のBモード画像データを音線データメモリ142に記憶する。これによって、音線データメモリ142内にBモード画像データについての音線データ空間が形成される。

【0035】画像処理プロセッサ148は、音線データメモリ142のBモード画像データをデジタル・スキャンコンバータ144で走査変換して画像メモリ146に書き込む。画像メモリ146の読出信号が表示部16に表示される。これによってBモード画像が表示される。

【0036】超音波プローブ2の $\phi$ 走査につれて、例えば図11に概念的に示すように、 $\phi$ 方向に異なる複数の断面( $\theta$ 走査面)900~910の像が順次表示される。各断面の像は画像メモリ146に蓄積される。これによって、画像メモリ146には、断面900~910の積層によって構成される3次元領域302に関する画像が記憶される。

【0037】3次元領域302には血管920と腫瘍922が存在する。腫瘍922の一端部924が断面900に位置する。腫瘍922の最も太い中間部926が断面906に位置する。腫瘍922の他方の端部928が断面910に位置する。

【0038】操作者は、表示部16に順次表示される各断面の画像を観察して、腫瘍922の全貌を把握する。すなわち、断面906の画像を観察して腫瘍922の最も太い中間部926を認識し、断面900、910の画像を観察して腫瘍922の両端部924、928をそれぞれ認識する。

【0039】ステップ312において、操作者は、画像から認識した腫瘍922の像に基づいて、ROI(region of interest)すなわち関心領域を設定する。それには、まず、操作者は、腫瘍922の最も太い中間部926が表示されている断面906の画面において、操作部20の操作により腫瘍922の輪郭を描画する。輪郭の描画は、例えば操作部20により形状と寸法が調節できる可変の楕円図形を用いて行われる。これは近似的な輪郭を簡便に描画する点で好ましい。

【0040】例えば、肝臓癌等の腫瘍は、その断面が概ね楕円ないし円形になっているので、可変の楕円図形を利用することにより、比較的正確な輪郭を容易に描画することができる。勿論、移動カーソル(cursor)等で輪郭をなぞって描画するようにしても良い。

【0041】操作者は、描画した輪郭図形を画像処理プロセッサ148に記憶させる。操作者は、さらに、断面900、906および910の番号を入力し、3次元領域302におけるそれら断面の位置を画像処理プロセッサ148に記憶させる。なお、画像処理プロセッサ148が表示中の断面の3次元的位置を常に認識していると

きは、番号入力に代えて所定のキーを押すことで、それを記憶させることができる。

【0042】画像処理プロセッサ148は、これらの入力信号に基づき、腫瘍部922の3次元形状を求める。それには、例えば、図12に示すような手法が用いられる。同図に示すように、断面906における最も太い中間部の輪郭が長径aと短径bの楕円で表され、断面906から断面900および910までの距離をそれぞれFおよびLとしたとき、断面906と断面900の間の距離iにおける腫瘍922の輪郭を、長径a'と短径b'がそれぞれ下記の(1)、(2)式で与えられる楕円とし、断面906と断面910の間の距離lにおける輪郭を、長径a''と短径b''がそれぞれ下記の(3)、

(4)式で与えられる楕円とする。なお、a=bの場合を含む。

【0043】

【数1】

$$a' = a \sqrt{1 - \frac{i^2}{F^2}} \quad (1)$$

【0044】

【数2】

$$b' = b \sqrt{1 - \frac{i^2}{F^2}} \quad (2)$$

【0045】

【数3】

$$a'' = a \sqrt{1 - \frac{l^2}{L^2}} \quad (3)$$

【0046】

【数4】

$$b'' = b \sqrt{1 - \frac{l^2}{L^2}} \quad (4)$$

【0047】これによって、腫瘍922の3次元形状が複数の楕円板の積層（楕円積層体）からなる滑らかな近似図形として求まる。すなわち、3次元領域302において、腫瘍922に対応する関心領域922'が3次元的に設定される。

【0048】次に、ステップ314において、画像処理プロセッサ148は、画像メモリ146の画像データのうちROIに属するものについて最大値投影を行う。すなわち、例えば図13に示すように、3次元領域302に関して設定した所望の投影面304に、それに垂直な複数の視線306により、関心領域922'に属する画像データの最大値投影を行う。

【0049】関心領域922'は腫瘍922に相当するので、これによって腫瘍922の投影像すなわち腫瘍922の3次元表示像が得られる。画像処理プロセッサ1

48は、最大値投影によって得た画像データを画像メモリ146に記憶する。

【0050】次に、ステップ316において、画像処理プロセッサ148は画像メモリ146に蓄積されている3次元領域302全体の画像データについて最小値投影を行う。すなわち、例えば図14に示すように、3次元領域302に関して設定した上記の投影面304に、それに垂直な多数の視線306により、3次元領域302の画像データについて最小値投影を行う。

【0051】血液からのエコーが組織部からのエコーよりもはるかに弱いことにより、最小値投影によって血管920の投影像すなわち血管920の3次元表示像が得られる。画像処理プロセッサ148は、最小値投影によって得た画像データを、最大値投影によって得た画像データとは別に、画像メモリ146に記憶する。

【0052】次に、ステップ318において、画像処理プロセッサ148は、最大値投影によって得られた画像データと最小値投影によって得られた画像データとを加算して表示用の画像データを形成する。これによって、腫瘍部922の3次元表示像と血管920の3次元表示像を合成した画像が構成される。合成された画像はステップ320において、表示部16に可視像として表示される。

【0053】表示画像の実例を中間調の写真により図15に示す。同図において、楕円形の白い像が腫瘍像であり、その上ないしその近辺の黒い帯状図形が血管像である。ここで、腫瘍像は、操作者が腫瘍と認定した部分の画像データの最大値投影によって形成されるので、表示画像のテクスチャは実体感のあるものとなる。投影方向を少しずつ変えた投影像を連続的に表示することにより、腫瘍と血管の相互関係が立体的に把握しやすくなる。

【0054】最小値投影を行うに当たり、例えば図16に示すように、視線方向において関心領域922'以遠の範囲は最小値投影を行わないようにしても良い。このようにすると、関心領域922'の背後に位置する血管部分920'が最小値投影の対象にならないので、血管部分920'の像が腫瘍922の像に重なって表示されることがなくなる。これによって、両画像の前後関係が明瞭になる。その表示画像の実例を中間調の写真により図17に示す。図17を図15と対比すると、図15において腫瘍922の像を斜めによぎっている血管像がなくなることが見てとれる。

【0055】なお、最小値投影は視線方向において関心領域922'の手前までは行われるので、例えば図18に示すように、関心領域922'の手前に血管部分902'があるときは、その投影像が腫瘍922の像に重なって表示されるのはいうまでもない。

【0056】また、最小値投影によって、血管ばかりでなく例えばリンパ管等の投影像が得られるので、リンパ

管像と腫瘍部ないし関心領域の像との関係を示す 3 次元表示像を得ることも可能である。

【0057】

【発明の効果】以上詳細に説明したように、本発明では、Bモード画像データが存在する 3 次元座標空間における 3 次元関心領域内の画像データについて最大値投影を行い、3 次元座標空間の B モード画像データについて最小値投影を行い、最大値投影によって得られた画像データと最小値投影によって得られた画像データの和に基づいて画像を形成するようにしたので、血管等の像と関心領域の像と一緒に表示した 3 次元表示像が得られる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の実施の形態の一例の装置のブロック図である。

【図 2】本発明の実施の形態の一例の装置による音線走査の概念図である。

【図 3】本発明の実施の形態の一例の装置による 3 次元走査の概念図である。

【図 4】本発明の実施の形態の一例の装置による 3 次元走査の概念図である。

【図 5】本発明の実施の形態の一例の装置の一部のブロック図である。

【図 6】本発明の実施の形態の一例の装置の一部のブロック図である。

【図 7】本発明の実施の形態の一例の装置における音線データ空間を示す概念図である。

【図 8】本発明の実施の形態の一例の装置における物理空間を示す概念図である。

【図 9】本発明の実施の形態の一例の装置における物理空間を示す概念図である。

【図 10】本発明の実施の形態の一例の装置の動作を示すフロー図である。

【図 11】本発明の実施の形態の一例の装置の動作を示す概念図である。

【図 12】本発明の実施の形態の一例の装置における 3 次元関心領域の概念図である。

【図 13】本発明の実施の形態の一例の装置における最大値投影の概念図である。

【図 14】本発明の実施の形態の一例の装置における最小値投影の概念図である。

\* 【図 15】本発明の実施の形態の一例の装置の表示部に表示した画面の一例を中間調の写真で示す図である。

【図 16】本発明の実施の形態の一例の装置における最小値投影の概念図である。

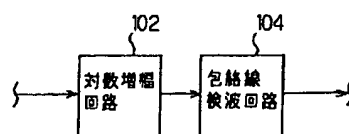
【図 17】本発明の実施の形態の一例の装置の表示部に表示した画面の一例を中間調の写真で示す図である。

【図 18】本発明の実施の形態の一例の装置における最小値投影の概念図である。

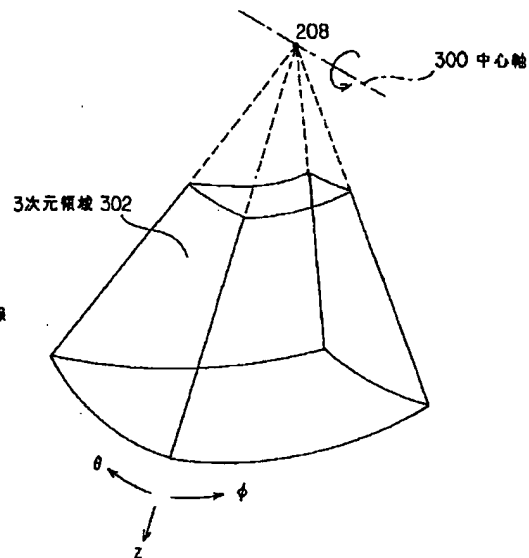
【符号の説明】

- 2 超音波プローブ
- 4 被検体
- 6 送受信部
- 8 アクチュエータ
- 10 Bモード処理部
- 14 画像処理部
- 16 表示部
- 18 制御部
- 20 操作部
- 102 対数増幅回路
- 104 包絡線検波回路
- 140 バス
- 142 音線データメモリ
- 144 デジタル・スキャンコンバータ
- 146 画像メモリ
- 148 画像処理プロセッサ
- 200 放射点
- 202 音線
- 204 円弧
- 206 2次元領域
- 208 発散点
- 300 回転軸
- 302 3次元領域
- 900~910 断面
- 920 血管
- 922 腫瘍
- 922' 関心領域
- 924 一端部
- 926 中間部
- 928 他端部
- 304 投影面

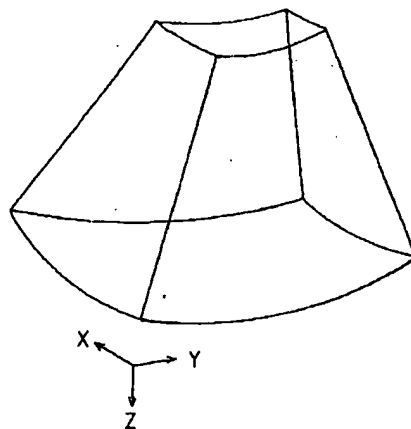
【図 5】



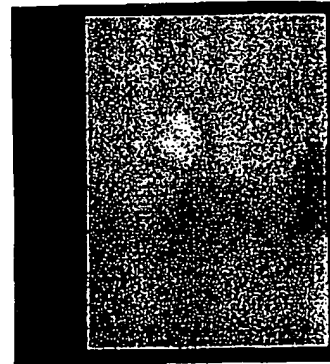
【図 7】



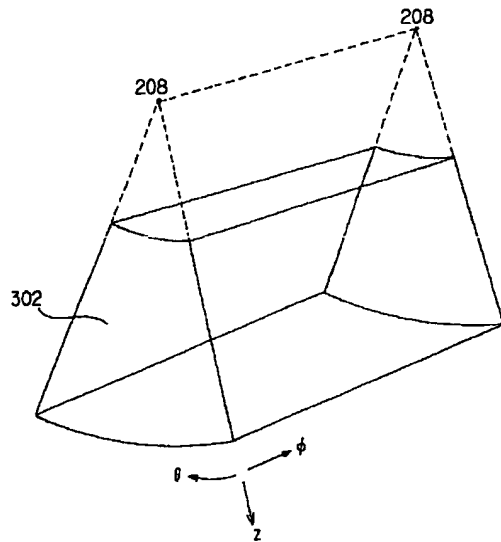
【图 8】



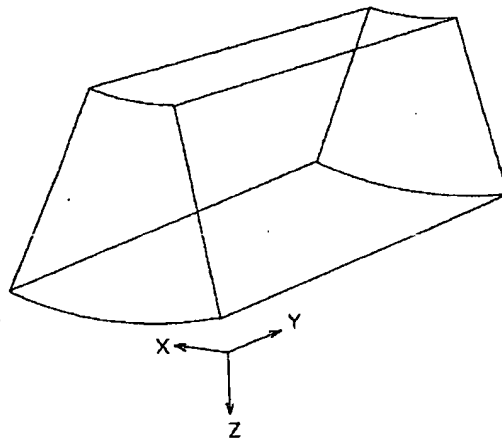
【図 15】



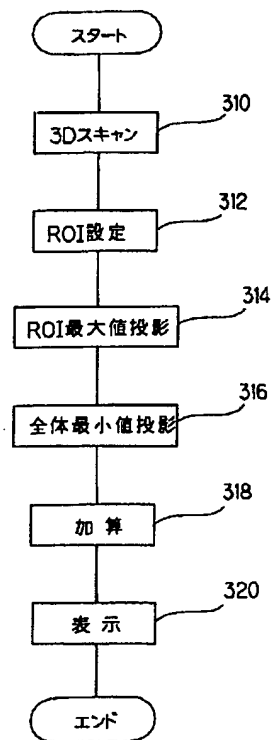
【図4】



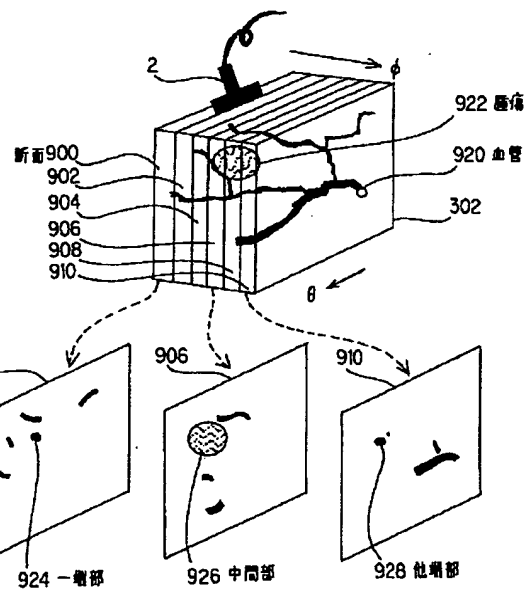
【図9】



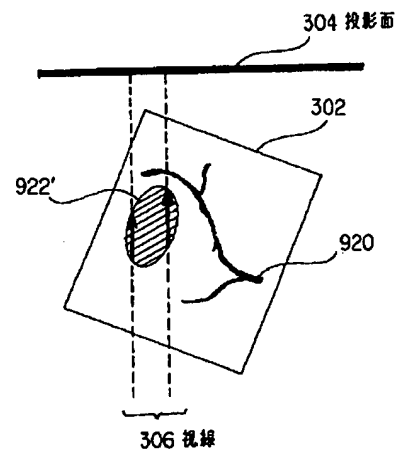
【図10】



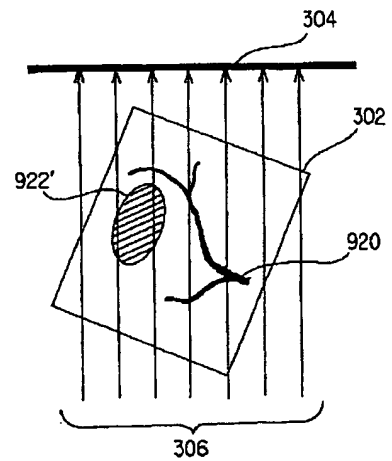
【図11】



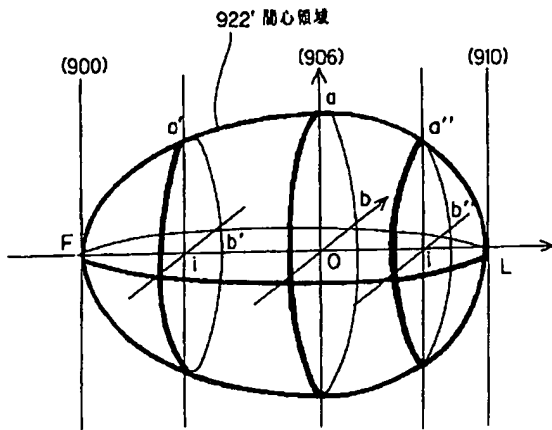
【図13】



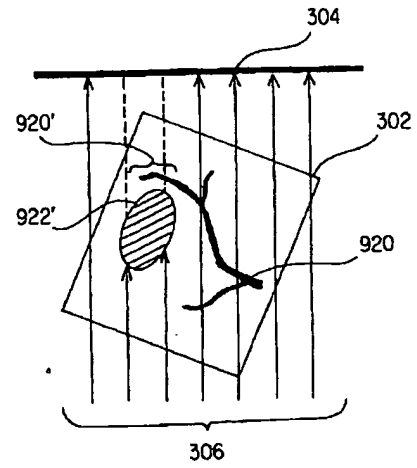
【図14】



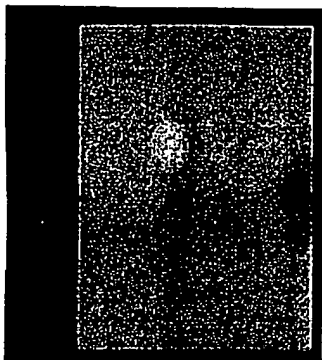
【図12】



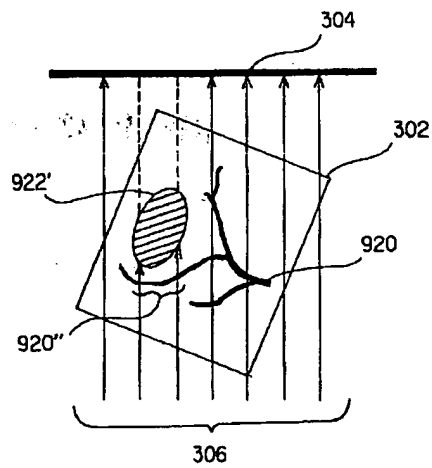
【図16】



【図17】



【図18】



**THIS PAGE BLANK (USPTO)**